

Kandó Kálmán Villamosipari Műszaki Főiskola és
Gyógypedagógiai Tanárképző Főiskola

A motoros egység potenciálok átlagértékei és szórásai

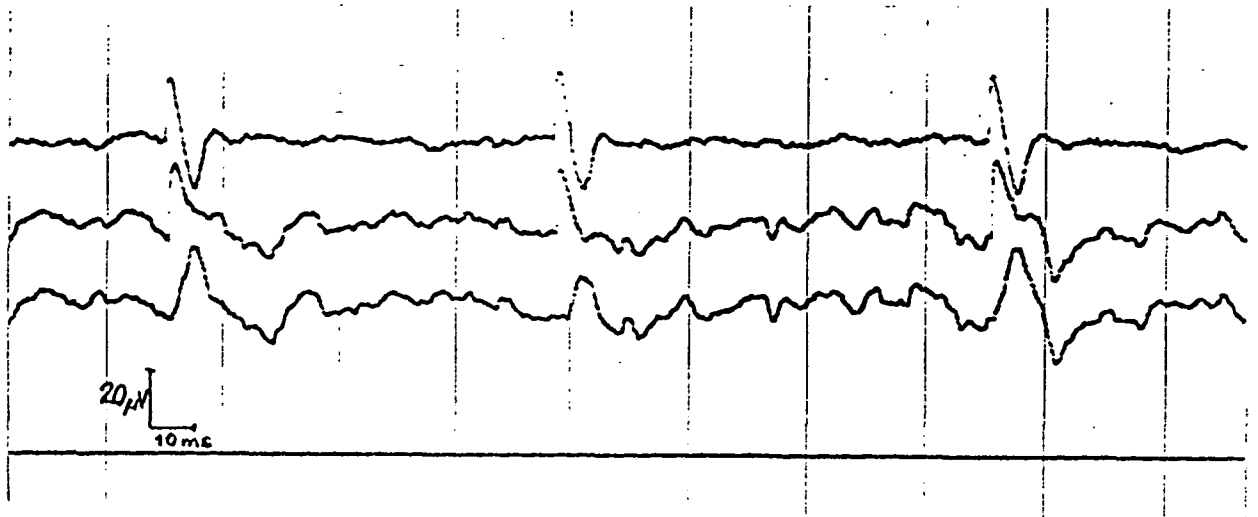
Tóth János, Molnár Ervin és Illyés Sándor

A Neumann Kollokviumok keretében most számolunk be először az elektromyográfiai jelek számítógépes feldolgozása terén szerzett tapasztalatainkról. Az eddig végzett munkáink összefoglalása és az eredmények rövid ismertetése előző előadásunkban (19) található meg. Eddig elsősorban metodikai jellegű kísérleteket és ellenőrző feldolgozásokat végeztünk. A jelelkek paramétereinek pontosabb kvantifikálása érdekében újabban kibővítettük a myográfiai programcsomagunkat a kiváltott potenciálok módszereinél jól bevált átlagolástechnikai programmal.

A kiváltott potenciálok átlagolásának módszere az agyi elektromos tevékenység vizsgálatának területén alakult ki.

Az ún. kiváltott potenciál, melyet diszkrét és meghatározott időtartamu és intenzitású hang, fény vagy bőringer segítségével váltunk ki, azon sajátosága alapján, hogy konstans időviszonyban van a kiváltó ingerrel, biztosítja az átlagolás lehetőségét. Az eljárás lényege az, hogy az elektromos jelenség természetének megfelelő időfelbontásban elemzik a potenciál amplitudóját. Sorozatos kiváltás során összeadják és tárolják az egyes időperiódusok amplitudóit, majd az eljárás végén az átlagértékek alapján rekonstruálják a potenciált (26).

A motoneuron tónusos működésekor sorozatban megjelenő motoros egység potenciálok regisztrálhatók (1. ábra). A sorozaton belül a motoneuron minden egyes kisülését belső ingerek váltják ki, ezek azonban az elektromyográfiai vizsgálatnál általában nem ismertek. Kiváltó inger hiányában az átlagolás kezdőpontja nem határozható meg, ezért a kiváltott agyi elektromos potenciálok átlagolásánál használt módszerek a motoros egység potenciálok átlagolásakor nem alkalmazhatók. Saját átlagoló eljárásunk kidolgozásakor két célt kívántunk megvalósítani:



1. ábra

a.) a biológiai jel elkülönítése a zajtól (különösen a monopoláris elvezetésekénél), ezzel egyben a jel kezdetének és befejezésének pontosabb meghatározása (17),

b.) a biológiai jel konstans elemeinek elkülönítése a vele interferáló tranziens biológiai tényezőktől.

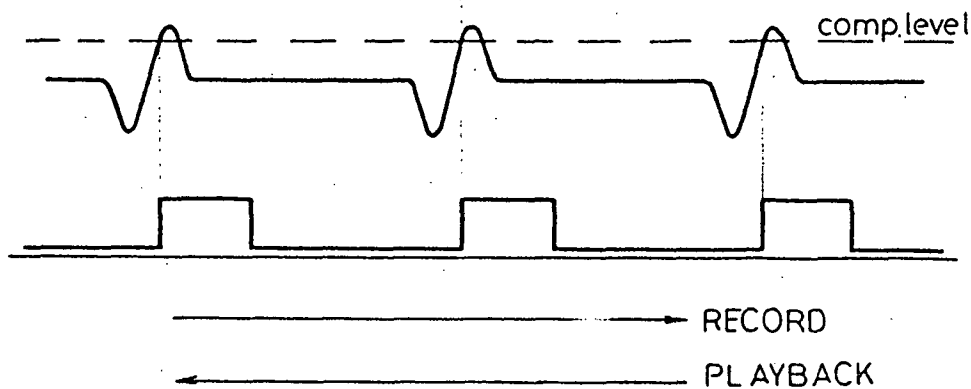
1. Átlagolandó regisztrátum

Az 1. ábra jellegzetes motoros egység potenciálokat szemléltet. A felvételeket a korábbi előadásban ismertetett biofeedback helyzetben készítettük (15). A legfelső sorban a bipoláris elvezetésből kapott jelsorozat egy szakasza látható, míg alatta ugyanarról az elektróda párról - az alkaron elhelyezett semleges elektródához viszonyított - két monopoláris elvezetés jelsorozata látható. Szembetűnő, hogy a monopoláris elvezetésekben jelentősen eltérő motoros egység potenciálok a bipoláris elvezetésben közel azonos jelként jelentkeznek a differenciál erősítő tulajdonságai miatt (17).

A myográfiai jeleket MEDICOR négycsatornás elektromyográf műszercsaláddal vettük fel. Az átlagoláshoz mágnesszalagra felvett regisztrátumokat ki kell egészíteni a marker jelekkel. A markerezés mindig a

bipoláris jelre történik, és a marker jelet a negyedik csatornán rögzítjük. A markerező készülékünk bemenő fokozatán a jel polaritása megfordítható, hogy a komparálás a jel azonos pontjára kerüljön. A komparálási szint állítható. A markerjel szélessége 1-60 ms-ig dekadikusan állítható, hogy a teljes jel bekerüljön az átlagolásba.

Az így előkészített regisztrátum alkalmas az átlagolásra. A lejátszás fordított irányu, így az átlagolás a markerjel végétől fog indulni (2. ábra). A számítógép a fordított sorrendben érkező jeleket átlagolja, majd az eredményt software uton visszafordítja az eredeti iránynak megfelelően.

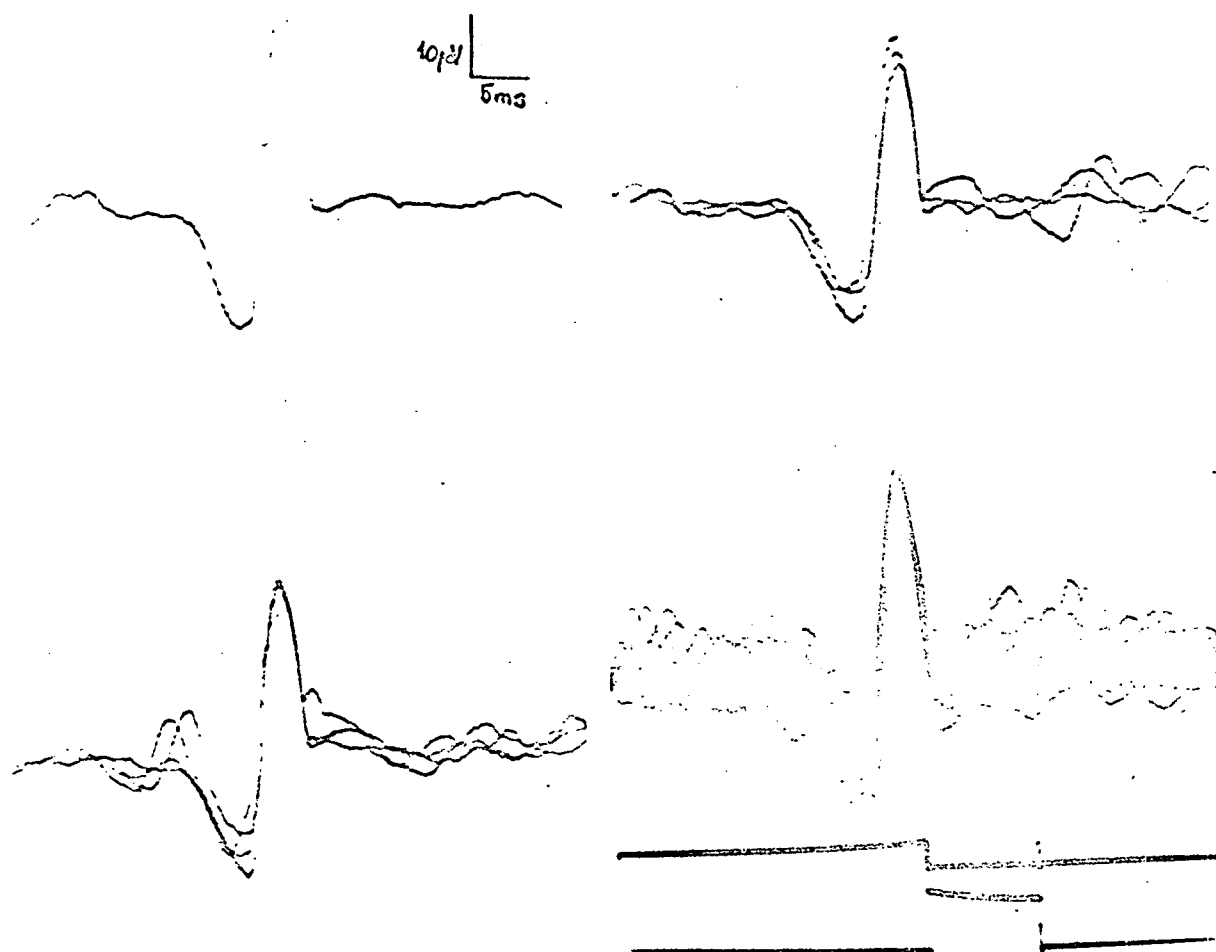
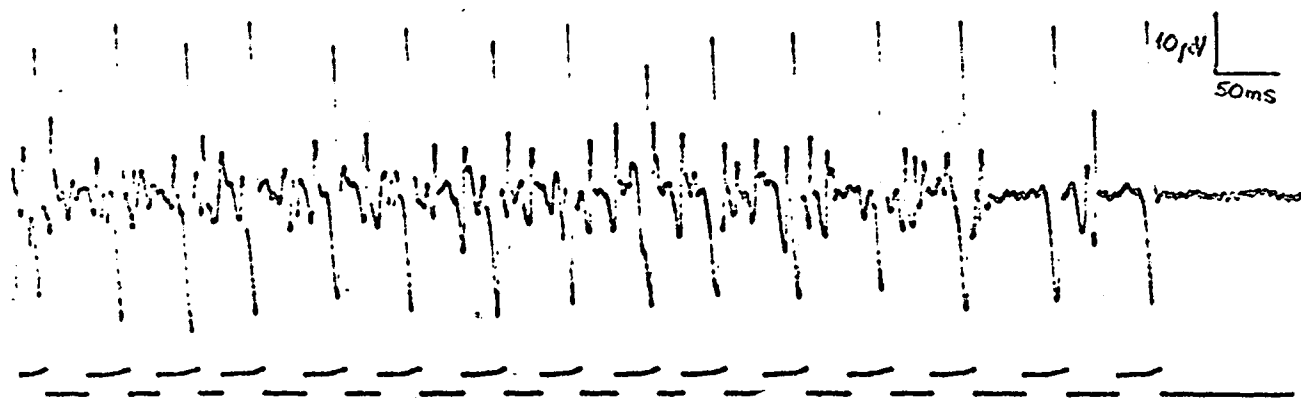


2. ábra

2. Az átlagolási eljárás

Az előzőekben leírt előkészítés után a jelsorozat a hagyományos átlagolási eljárásokkal is átlagolható, és nem feltétlenül szükséges a számítógép alkalmazása. A 3. ábrán fotórekorderes átlagolást mutatunk be. Szembetűnő a jel egyes pontjaiban a szórások eltérése, amely további vizsgálatokat sugall, és itt már előtérbe kerül a számítógép univerzális felhasználási lehetősége.

A számítógépes átlagolásunk abban különbözik a bevezetőben leírt általános analízátoros módszertől, hogy az egyes mintavételi pon-



3. ábra

tokban kapott értékeket nem összegezzük, hanem egyenként tároljuk el, így az átlagoláson túlmenően, más szempontok szerint is mód van a feldolgozásra.

3. A számítógépes átlagolási eljárás módszere

A matematikai-statisztikai elvek alapján statisztikus ingadozást mutató jelenségek ismételt mérése esetén a tényleges értékhez a legjobban a mérések számtani középértéke közelít. Ezért az átlagoló programunk a lépésenként, utólagos kiértékelést adó, közbeeső tárolással megoldott és számtani középértéket számító algoritmusra épül fel.

Technikai feltételeinket korábban már ismertettük (32,40). Időközben a TPAi rendszerünk bővült egy 64K-s disc-el, 80 karakteres keskeny sornyomtatóval és két mágnesszalagos egységgel. Myográfiai programcsomagunk minden egyes programja FORTRAN-nyelvű.

A mintavételező program az analóg jeltároló négy csatornájáról egyidőben a LABORHIBRID real-time periferián keresztül, blokkos formában juttatja a digitális adatokat a mágnesszalagra. A most bemutatásra kerülő feldolgozásokat 1000 minta/sec felbontással mintavételeztük.

A markerjeles átlagoló programunk több egységből áll. A fő egység az átlagoló eljárás, melynek eredményei és ábrázolási formája a 4. ábrán látható. Az első oszlopban 1-65-ig az időlépték található, amely a jelenleg alkalmazott mintavétel alapján 1 msec-os egységeket jelent. A második oszlop a motoros egység potenciál 1 msec hosszúságú szakaszainak átlagos amplitudó értékeit tartalmazza. A rajzoló szubrutin segítségével történik az átlagolt jelszakasz megjelenítése. A most bemutatásra kerülő feldolgozások az 1. ábrán szemléltetett felvétel sorozatból készültek. A 4. ábrán a bipoláris elvezetésről 40 jel átlagolásával kapott eredmény látható.

Az átlagoló program második egysége az átlagolt szakasz 1 msec hosszúságú szakaszain mért amplitudók szórás értékeit dolgozza fel. A kiírás és megjelenítés formája azonos az előző bekezdésben ismertetettel. Az 5. ábrán az átlagolt jel 1 ms-os szakaszain mért szórásértékek láthatók.

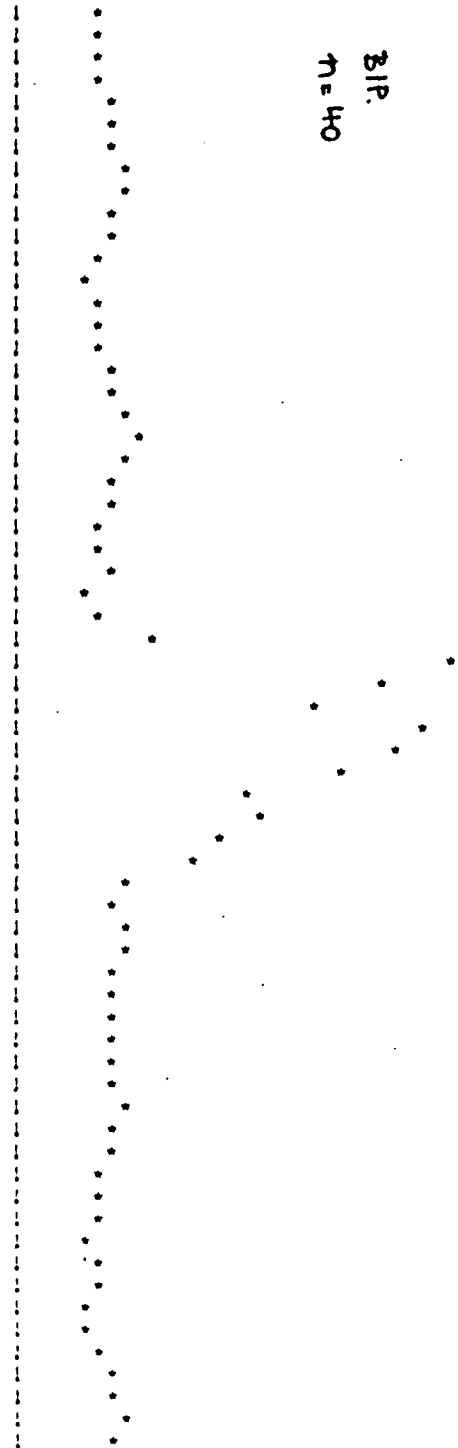
DEVIATION DISTRIBUTION DTAFEM6CP1 CHANNEL 1 40 CYCLES 1976 NOV 29

| | | | |
|----|----------|---|--|
| 1 | -14.5750 | . | |
| 2 | -15.2500 | . | |
| 3 | -14.4250 | . | |
| 4 | -14.5250 | . | |
| 5 | -14.8250 | . | |
| 6 | -14.2750 | . | |
| 7 | -15.6500 | . | |
| 8 | -15.5250 | . | |
| 9 | -14.8250 | . | |
| 10 | -15.0000 | . | |
| 11 | -14.6750 | . | |
| 12 | -14.4750 | . | |
| 13 | -14.2500 | . | |
| 14 | -14.5750 | . | |
| 15 | -14.7250 | . | |
| 16 | -14.3000 | . | |
| 17 | -14.5750 | . | |
| 18 | -14.8250 | . | |
| 19 | -15.1750 | . | |
| 20 | -14.9250 | . | |
| 21 | -15.3000 | . | |
| 22 | -15.3750 | . | |
| 23 | -15.5000 | . | |
| 24 | -14.7250 | . | |
| 25 | -15.3500 | . | |
| 26 | -14.8750 | . | |
| 27 | -14.5000 | . | |
| 28 | -14.7500 | . | |
| 29 | -15.5250 | . | |
| 30 | 30.3250 | . | |
| 31 | 56.9250 | . | |
| 32 | 24.9750 | . | |
| 33 | -17.7500 | . | |
| 34 | -55.3250 | . | |
| 35 | -78.0750 | . | |
| 36 | -71.8750 | . | |
| 37 | -49.6250 | . | |
| 38 | -26.7250 | . | |
| 39 | -12.1250 | . | |
| 40 | -5.4750 | . | |
| 41 | -7.0000 | . | |
| 42 | -13.5500 | . | |
| 43 | -16.8250 | . | |
| 44 | -16.8500 | . | |
| 45 | -16.7750 | . | |
| 46 | -15.6000 | . | |
| 47 | -14.8000 | . | |
| 48 | -14.0500 | . | |
| 49 | -13.8250 | . | |
| 50 | -14.3250 | . | |
| 51 | -14.9750 | . | |
| 52 | -14.0750 | . | |
| 53 | -15.2000 | . | |
| 54 | -15.0250 | . | |
| 55 | -15.3750 | . | |
| 56 | -14.2500 | . | |
| 57 | -14.7500 | . | |
| 58 | -14.7750 | . | |
| 59 | -14.4500 | . | |
| 60 | -15.7250 | . | |
| 61 | -16.6000 | . | |
| 62 | -16.1250 | . | |
| 63 | -15.5750 | . | |
| 64 | -16.1000 | . | |
| 65 | -15.3750 | . | |

BIP.
n=40

DEVIATION:

| | |
|----|---------|
| 1 | 3.9679 |
| 2 | 3.7365 |
| 3 | 3.9409 |
| 4 | 4.2331 |
| 5 | 4.2361 |
| 6 | 4.4440 |
| 7 | 4.6513 |
| 8 | 4.8733 |
| 9 | 4.8523 |
| 10 | 4.3359 |
| 11 | 4.6119 |
| 12 | 3.6466 |
| 13 | 3.5338 |
| 14 | 3.8787 |
| 15 | 3.7748 |
| 16 | 4.1304 |
| 17 | 4.5546 |
| 18 | 4.6470 |
| 19 | 4.6625 |
| 20 | 5.5018 |
| 21 | 4.8332 |
| 22 | 4.2575 |
| 23 | 4.4507 |
| 24 | 3.5425 |
| 25 | 3.8115 |
| 26 | 4.3081 |
| 27 | 3.4713 |
| 28 | 4.1216 |
| 29 | 6.2128 |
| 30 | 20.5614 |
| 31 | 17.3153 |
| 32 | 14.2046 |
| 33 | 18.9786 |
| 34 | 17.9296 |
| 35 | 15.1977 |
| 36 | 10.8217 |
| 37 | 11.3417 |
| 38 | 0.8767 |
| 39 | 8.2225 |
| 40 | 5.1061 |
| 41 | 4.5397 |
| 42 | 5.1476 |
| 43 | 5.0244 |
| 44 | 4.4133 |
| 45 | 4.7240 |
| 46 | 4.3806 |
| 47 | 4.3081 |
| 48 | 4.6287 |
| 49 | 4.7900 |
| 50 | 4.8445 |
| 51 | 4.7032 |
| 52 | 4.3726 |
| 53 | 4.0817 |
| 54 | 4.1130 |
| 55 | 3.8589 |
| 56 | 3.1040 |
| 57 | 4.0100 |
| 58 | 3.5671 |
| 59 | 3.5130 |
| 60 | 3.4495 |
| 61 | 3.8546 |
| 62 | 4.5727 |
| 63 | 4.7270 |
| 64 | 5.0587 |
| 65 | 4.7800 |



Az átlagoló program harmadik egysége a görbe 1 msec hosszú szakaszain mért amplitudók gyakorisági eloszlását dolgozza fel. A 6. ábra a 41. 51. és 61. msec-os szakasz eloszlásait szemlélteti.

SAMPLE 41 CLASS SIZE: 3.00 NUMBER OF CLASSES: 10
CLASS ONE: -20.00 ARITHMETIC MEAN: -6.97 DEVIATION: 4.39

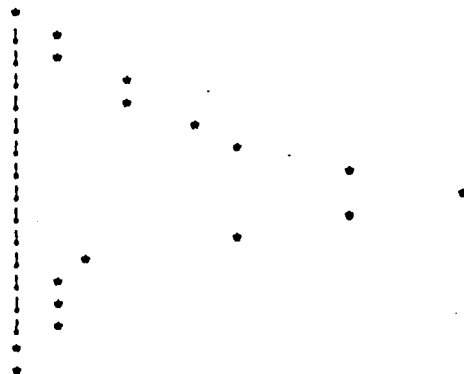
| | |
|----|---------|
| 1 | 0.0000 |
| 2 | 1.0000 |
| 3 | 6.0000 |
| 4 | 7.0000 |
| 5 | 12.0000 |
| 6 | 15.0000 |
| 7 | 13.0000 |
| 8 | 5.0000 |
| 9 | 1.0000 |
| 10 | 0.0000 |

31.0
of



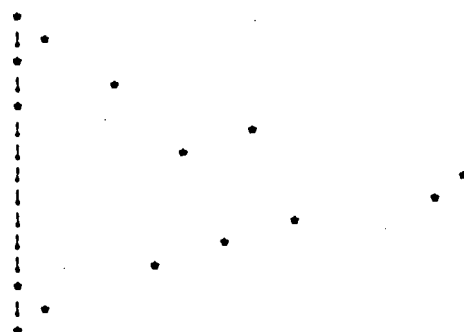
SAMPLE 51 CLASS SIZE: 2.00 NUMBER OF CLASSES: 17
CLASS ONE: -30.00 ARITHMETIC MEAN: -15.58 DEVIATION: 5.14

| | |
|----|---------|
| 1 | 0.0000 |
| 2 | 1.0000 |
| 3 | 1.0000 |
| 4 | 3.0000 |
| 5 | 3.0000 |
| 6 | 5.0000 |
| 7 | 6.0000 |
| 8 | 9.0000 |
| 9 | 12.0000 |
| 10 | 9.0000 |
| 11 | 6.0000 |
| 12 | 2.0000 |
| 13 | 1.0000 |
| 14 | 1.0000 |
| 15 | 1.0000 |
| 16 | 1.0000 |
| 17 | 0.0000 |



SAMPLE 61 CLASS SIZE: 2.00 NUMBER OF CLASSES: 15
CLASS ONE: -30.00 ARITHMETIC MEAN: -15.55 DEVIATION: 4.43

| | |
|----|---------|
| 1 | 0.0000 |
| 2 | 1.0000 |
| 3 | 0.0000 |
| 4 | 3.0000 |
| 5 | 0.0000 |
| 6 | 7.0000 |
| 7 | 8.0000 |
| 8 | 12.0000 |
| 9 | 12.0000 |
| 10 | 8.0000 |
| 11 | 6.0000 |
| 12 | 4.0000 |
| 13 | 2.0000 |
| 14 | 1.0000 |
| 15 | 0.0000 |



4. Az átlagolási eljárással kapott eredmények értelmezése

Korábbi számítógépes eljárásainknál, ahol zajkorlátot alkalmaztunk, a biológiai jel zajövezetbe eső részét nem tudtuk vizsgálni. További problémát okozott az a bizonytalanság, hogy az így kapott különféle eloszlási hisztogrammoknál a zajból eredő hibabecsléseink és közvetett mérések nem adtak megnyugtató választ a tényleges hibalehetőségre.

Az átlagolási eljárás speciális előnye: nincs zajövezet, a jel/zaj viszony az átlagolások számának növelése arányában javul, ezért a jel nullvonalhoz közel eső része is kvantifikált formában jelenik meg. Így csak az átlagolás biztosítja a jel kezdő és végpontjának pontos megállapítási lehetőségét.

A 7. ábra a bipoláris elvezetés 80 jelének átlagát (alsó görbe) és szórását (felső görbe) szemlélteti montázsolt ábrázolással, hogy az összefüggések szemléletesebbek legyenek.

A görbét elemezve látható, hogy három egységre tagozódik. Az irreleváns szakasz (zaj) után a releváns szakasz (jel) majd ismét irreleváns szakasz következik. A jel kezdete, vége és fordulópontjai jól elhatárolhatóak és a számadatokból a görbe bármely pontja kvantifikálható.

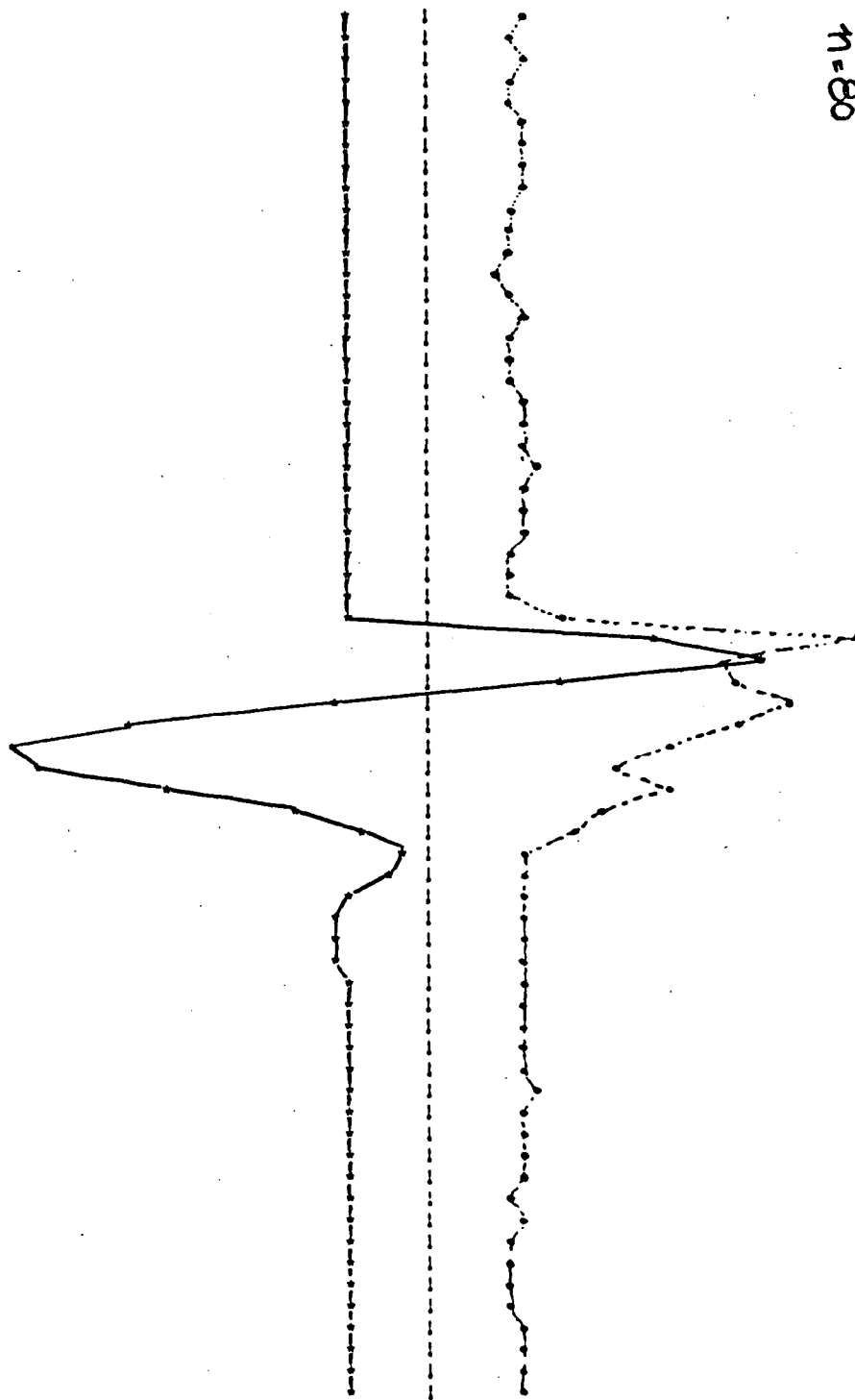
Az átlagolt jel egyes pontjaihoz tartozó szórásértékek jelentősen megnőnek a releváns szakaszban. A szórásgörbe csúcsai a jel meredeken futó éleihez tartoznak.

A 8. ábrán ugyanehhez a szakaszhoz tartozó egyik monopoláris elvezetés átlagát és szórását szemléltetjük. (A második számoszlop a szórásértékeket tartalmazza.) Itt külön felhívjuk a figyelmet arra, hogy 80 adat átlagolása után az első irreleváns szakasz még mutat némi ingadozást, és a releváns szakasz is hosszabb, mert az utópozitívítás elnyulik.

A meredeken futó éleknél magas szórásértékek jelentkeznek. A jel többi szakaszán a bipoláris jelhez viszonyítva mindenütt nagyobb a szórás.

DEVIATION DISTRIBUTION DATA: EMGCP1 CHANNEL 1 80 CYCLES 1976 NOV 29

1 -15.2404
2 -15.3750
3 -15.0375
4 -14.6375
5 -15.1500
6 -14.7875
7 -15.2500
8 -15.1754
9 -14.7475
10 -14.7475
11 -14.9625
12 -14.4754
13 -14.2404
14 -14.8125
15 -14.9525
16 -15.2254
17 -15.3254
18 -15.6125
19 -15.2475
20 -15.2454
21 -15.4125
22 -15.6375
23 -15.6425
24 -15.2475
25 -15.2304
26 -15.0754
27 -14.6504
28 -14.5004
29 -14.1254
30 47.7525
31 50.3504
32 25.2504
33 -18.0525
34 -36.5754
35 -78.7754
36 -72.4525
37 -40.5375
38 -25.8254
39 -11.4525
40 -5.0504
41 -6.8754
42 -13.5375
43 -16.5625
44 -16.2475
45 -16.4004
46 -15.2125
47 -15.7125
48 -14.2375
49 -13.9525
50 -14.5254
51 -14.7025
52 -14.7254
53 -15.7125
54 -14.8504
55 -15.0754
56 -14.7125
57 -14.9504
58 -14.7125
59 -14.4125
60 -15.5004
61 -15.4525
62 -15.1025
63 -14.5504
64 -14.8754
65 -15.2475

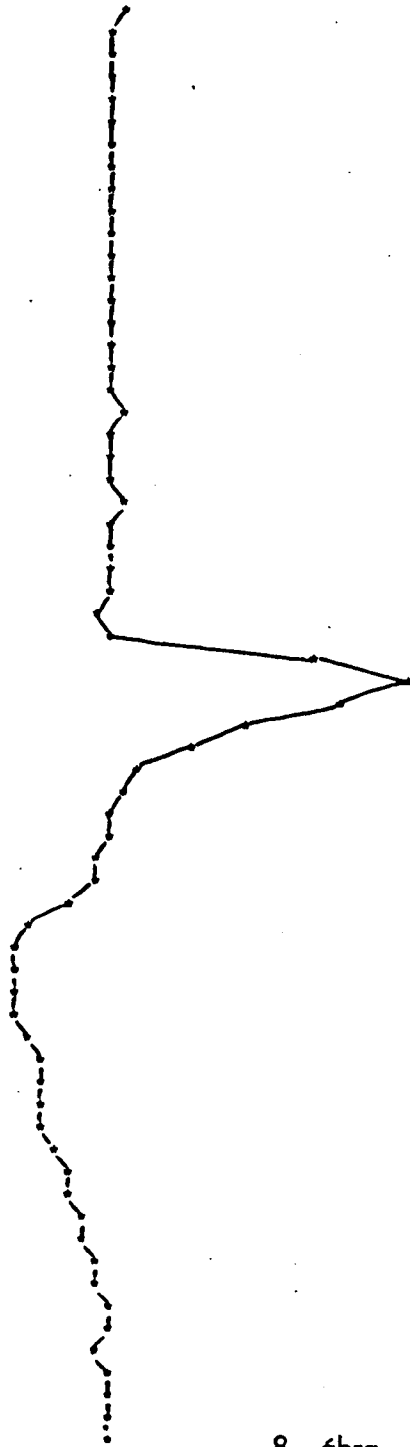


7. 6bra

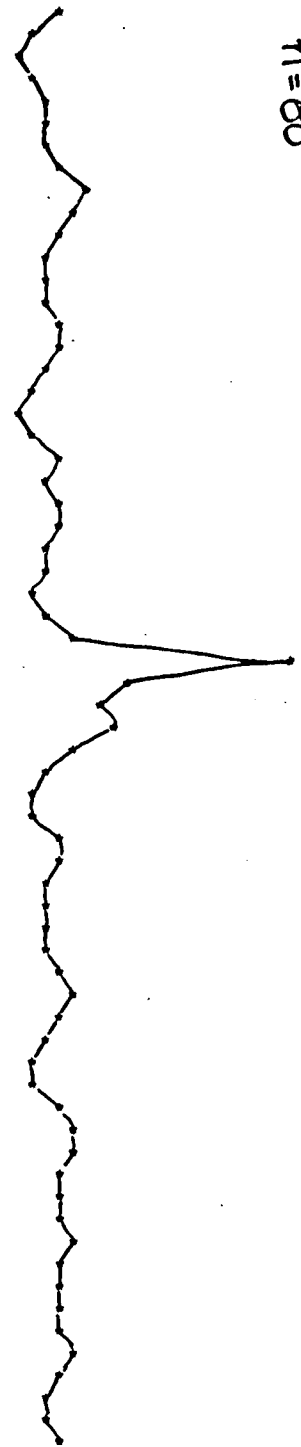
80 CYCLES 1976 NOV 20

DEVIATION

| | |
|----|---------|
| 1 | 8.4864 |
| 2 | 7.4441 |
| 3 | 7.0334 |
| 4 | 7.2517 |
| 5 | 7.7438 |
| 6 | 7.8974 |
| 7 | 8.1857 |
| 8 | 8.7983 |
| 9 | 9.4064 |
| 10 | 8.0585 |
| 11 | 8.2876 |
| 12 | 8.0165 |
| 13 | 7.9428 |
| 14 | 7.9841 |
| 15 | 8.6145 |
| 16 | 8.3430 |
| 17 | 7.8009 |
| 18 | 7.3763 |
| 19 | 7.0142 |
| 20 | 7.3510 |
| 21 | 8.5323 |
| 22 | 8.1817 |
| 23 | 8.3213 |
| 24 | 8.4587 |
| 25 | 8.0904 |
| 26 | 7.9154 |
| 27 | 7.4690 |
| 28 | 7.0881 |
| 29 | 6.8300 |
| 30 | 18.2134 |
| 31 | 11.5000 |
| 32 | 10.5285 |
| 33 | 10.5327 |
| 34 | 8.8549 |
| 35 | 7.8848 |
| 36 | 7.6038 |
| 37 | 7.6827 |
| 38 | 8.3873 |
| 39 | 8.3425 |
| 40 | 7.7595 |
| 41 | 7.8850 |
| 42 | 8.0721 |
| 43 | 8.0385 |
| 44 | 8.7523 |
| 45 | 9.2308 |
| 46 | 8.3485 |
| 47 | 7.8792 |
| 48 | 7.2149 |
| 49 | 7.6123 |
| 50 | 8.4716 |
| 51 | 8.0843 |
| 52 | 8.9721 |
| 53 | 8.3418 |
| 54 | 8.7203 |
| 55 | 8.8172 |
| 56 | 9.2175 |
| 57 | 8.3587 |
| 58 | 8.6754 |
| 59 | 8.5777 |
| 60 | 8.6907 |
| 61 | 9.3004 |
| 62 | 8.4679 |
| 63 | 8.0402 |
| 64 | 4.2185 |
| 65 | 8.5577 |



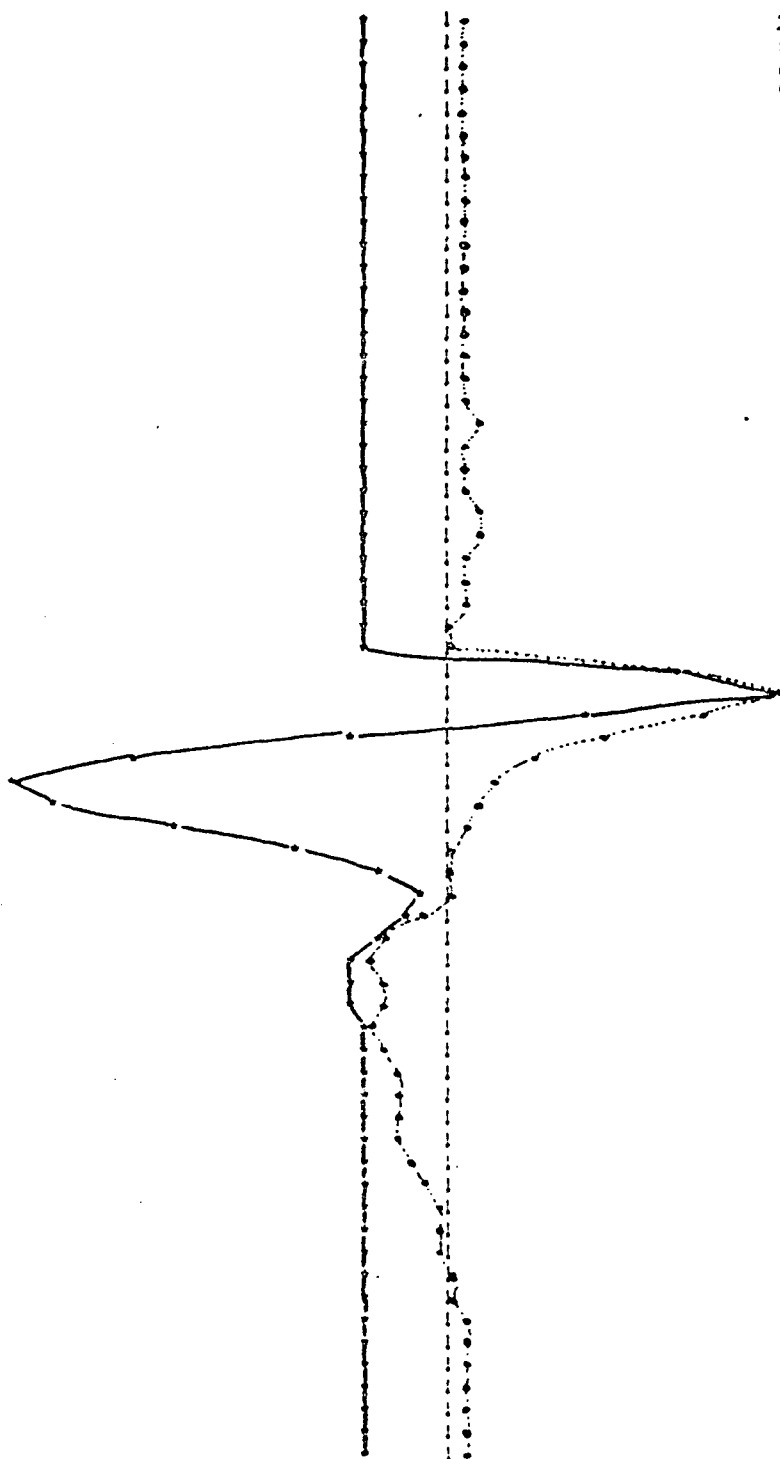
8. ábra



$n=80$

DEVIATION DISTRIBUTION DT111ENGCP1 CHANNEL 1 60 CYCLES 1976 NOV 20

| | |
|----|----------|
| 1 | -14.5167 |
| 2 | -15.3167 |
| 3 | -14.6000 |
| 4 | -14.5167 |
| 5 | -14.6333 |
| 6 | -14.6000 |
| 7 | -15.2333 |
| 8 | -15.6500 |
| 9 | -14.6000 |
| 10 | -14.6333 |
| 11 | -14.6000 |
| 12 | -14.2667 |
| 13 | -14.2667 |
| 14 | -14.5167 |
| 15 | -14.6000 |
| 16 | -14.7500 |
| 17 | -15.1167 |
| 18 | -15.2333 |
| 19 | -15.1667 |
| 20 | -15.1333 |
| 21 | -15.4333 |
| 22 | -15.7167 |
| 23 | -15.7333 |
| 24 | -15.1167 |
| 25 | -15.2167 |
| 26 | -14.6000 |
| 27 | -14.3333 |
| 28 | -14.3000 |
| 29 | -14.6000 |
| 30 | 40.7667 |
| 31 | 60.6000 |
| 32 | 24.6500 |
| 33 | -15.6500 |
| 34 | -56.6000 |
| 35 | -79.2100 |
| 36 | -72.6333 |
| 37 | -49.6000 |
| 38 | -26.4333 |
| 39 | -11.6167 |
| 40 | -5.3333 |
| 41 | -6.6667 |
| 42 | -13.6667 |
| 43 | -16.4333 |
| 44 | -16.4333 |
| 45 | -16.6000 |
| 46 | -15.4333 |
| 47 | -15.1000 |
| 48 | -14.5333 |
| 49 | -14.5333 |
| 50 | -15.1167 |
| 51 | -15.5000 |
| 52 | -14.6000 |
| 53 | -15.6000 |
| 54 | -15.7000 |
| 55 | -15.6333 |
| 56 | -15.3667 |
| 57 | -15.3000 |
| 58 | -14.6333 |
| 59 | -14.5167 |
| 60 | -15.1667 |
| 61 | -15.5000 |
| 62 | -15.3667 |
| 63 | -14.6000 |
| 64 | -14.6667 |
| 65 | -14.3667 |



9. ábra

A 9. ábrán az előzőekben bemutatott bipoláris és monopoláris átlagok montázsolt képe látható (60 jel átlagolása). Az átlagolt bipoláris és monopoláris jel összehasonlítása lehetővé teszi a jelgenézis, a terjedési viszonyok, a fázisviszonyok és az elektróda felhelyezés hatásának tanulmányozását.

A 10. ábrán az előző átlagok szórásképei láthatóak.

A két görbéből közvetlenül is leolvashatjuk azt, hogy az irreleváns szakaszokban a monopoláris jel szórása két-háromszorosa a bipoláris jel szórásának. Ez valószínűleg az analóg jelnél látható magasabb háttértevékenységgel magyarázható.

Néhány jel feldolgozásánál kiinduló tájékozódó adatot kívántunk nyerni arra vonatkozóan, hogy az optimális jel/zaj viszony eléréséhez hány jelet célszerű átlagolni.

10, 20, 40, 60, 80 és 100 jel átlagait és szórásait képeztük. A feldolgozott regisztrátumoknál az optimális jel/zaj viszony bipoláris jeleknél 10 jel, monopoláris jeleknél 20 jel átlagolásakor jelentkezett.

5. A szórásértékek értelmezése

Elméleti uton tovább vizsgálva a releváns szakasz nagyobbfrekvenciájú szórásának lehetséges okait, feltételezhetjük, hogy az átlagolt jelek szórását alapvetően két tényező befolyásolja:

- a.) méréstechnikai eredetű bizonytalanság,
- b.) biológiai eredetű variabilitás.

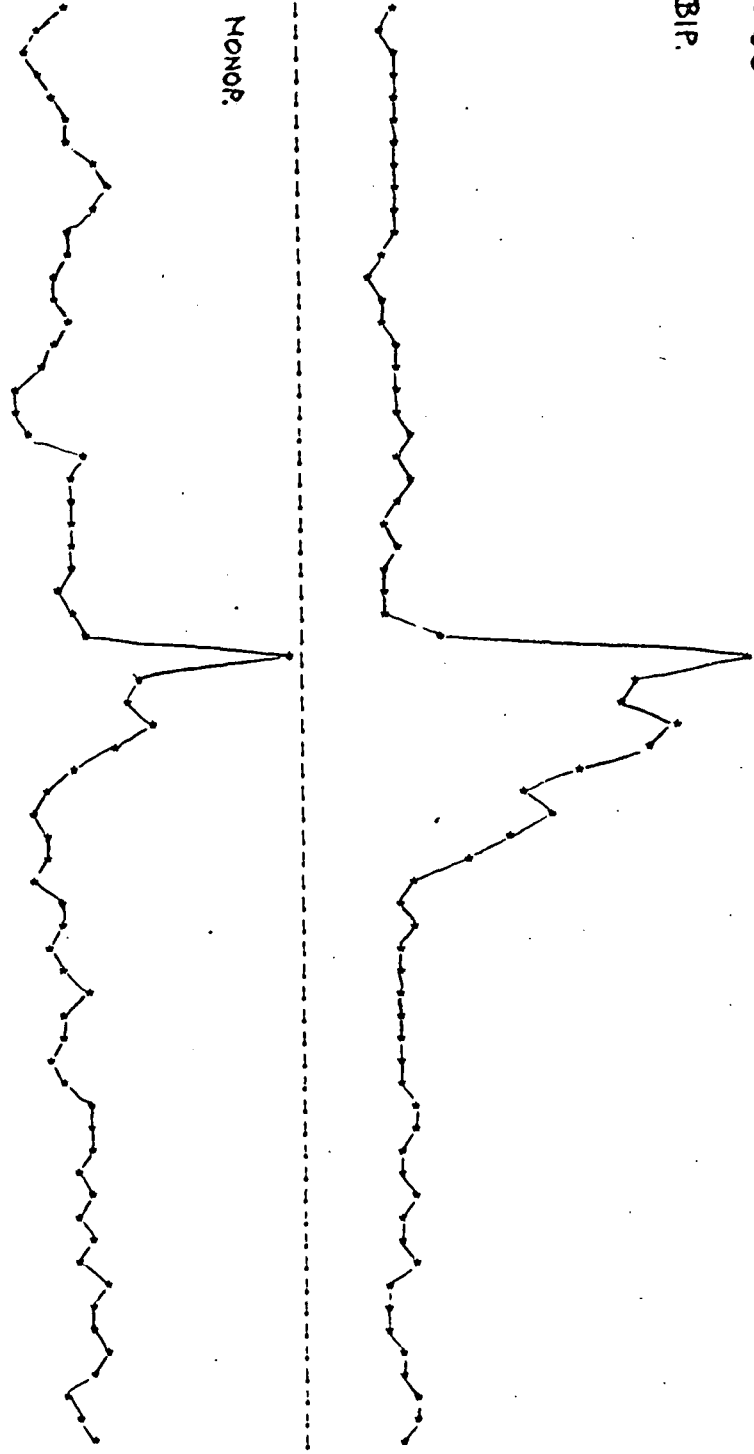
Mind a két tényező további komponensekre bontható.

A méréstechnikai eredetű bizonytalanság főbb összetevő komponensei a következők:

- az összes technikai zaj,
- komparálási hiba,
- A/D konverter kvantálási hibája,
- mintavételezési hiba a jelnél, és
- mintavételezési hiba a markerjelnél.

DEVIATIONI

| | |
|----|----------|
| 1 | 4.42151 |
| 2 | 4.08841 |
| 3 | 4.58551 |
| 4 | 4.14931 |
| 5 | 4.73431 |
| 6 | 4.65131 |
| 7 | 4.48841 |
| 8 | 4.53651 |
| 9 | 4.61591 |
| 10 | 4.18921 |
| 11 | 4.27861 |
| 12 | 3.62341 |
| 13 | 3.47791 |
| 14 | 3.81271 |
| 15 | 3.71671 |
| 16 | 4.13371 |
| 17 | 4.21541 |
| 18 | 4.29871 |
| 19 | 4.46161 |
| 20 | 4.00411 |
| 21 | 4.44741 |
| 22 | 5.01031 |
| 23 | 4.72611 |
| 24 | 3.95851 |
| 25 | 4.14771 |
| 26 | 4.01991 |
| 27 | 3.66861 |
| 28 | 3.98341 |
| 29 | 4.29761 |
| 30 | 20.30221 |
| 31 | 15.24051 |
| 32 | 14.54741 |
| 33 | 17.40351 |
| 34 | 15.86801 |
| 35 | 12.99591 |
| 36 | 10.05901 |
| 37 | 11.17021 |
| 38 | 9.24371 |
| 39 | 7.43751 |
| 40 | 5.84201 |
| 41 | 4.38551 |
| 42 | 2.90361 |
| 43 | 4.60151 |
| 44 | 4.41021 |
| 45 | 4.65981 |
| 46 | 4.02931 |
| 47 | 4.58811 |
| 48 | 4.52511 |
| 49 | 4.57771 |
| 50 | 4.84351 |
| 51 | 5.13001 |
| 52 | 4.74511 |
| 53 | 4.73221 |
| 54 | 4.75091 |
| 55 | 4.45511 |
| 56 | 4.51171 |
| 57 | 5.01101 |
| 58 | 3.64201 |
| 59 | 3.82751 |
| 60 | 3.03501 |
| 61 | 2.12501 |
| 62 | 4.71031 |
| 63 | 4.81901 |
| 64 | 4.08641 |
| 65 | 4.72571 |



A biológiai eredetű variabilitás összetevői:

- a biológiai jel gyors sztohasztikus jellegű ingadozásai (amplitudó ingadozás, meredekségi változások, a jel időparamétereinek változásai),

- a biológiai jel determinisztikus komponensének lassu változása (pl. a motoros egység potenciál egyes paramétereinek egyirányú változása kifáradásnál).

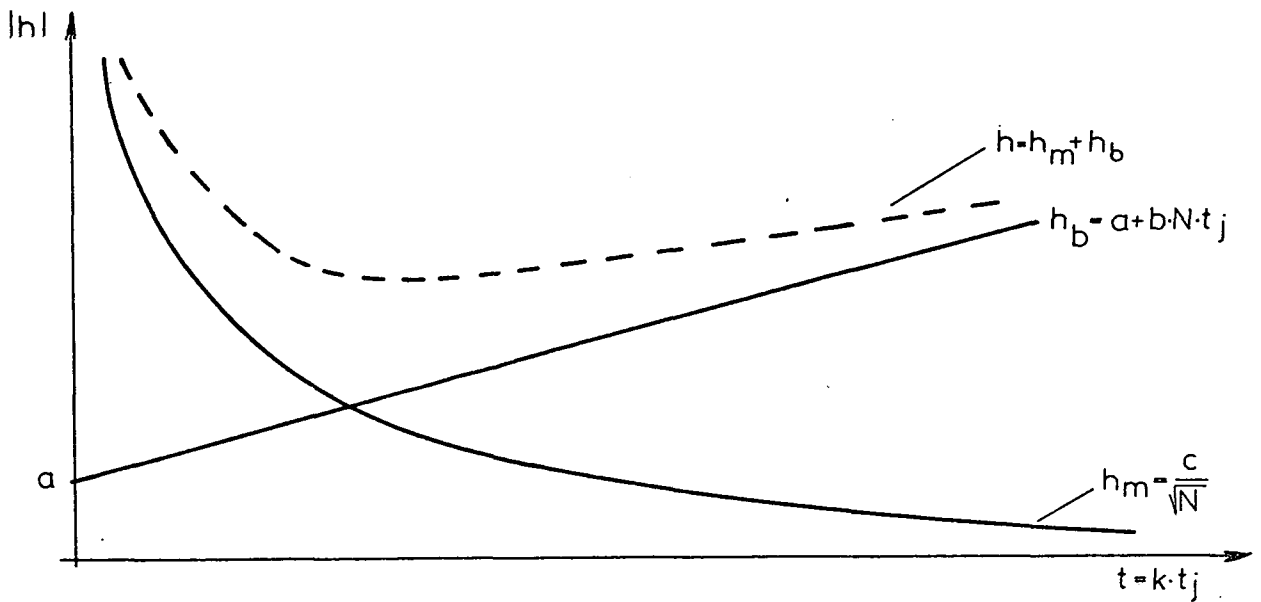
A biológiai eredetű változások mértékére akkor következtethetünk helyesen, ha előbb a méréstechnikai eredetűeket meg tudjuk határozni.

A mintavételezési hiba az analóg jel mintavételezésekor keletkezik. Ennek oka, hogy a mintavételezés nem pontosan a jel és a markerjel adott pillanatában, hanem τ_m időn belül statisztikusan következik be (ahol τ_m a mintavételi időköz). Időmérésnél az ebből adódó max. mérési hiba τ_m . Mivel itt a marker és a jel egymáshoz viszonyított időkülönbségét mérjük, ezért belátható, hogy az egyes mérési hibák összegeződnek, és a teljes mérési hiba max. $2\tau_m$ lehet. Egyértelmű, hogy ekkora hibaidő alatt elsősorban a meredek éleken kaphatunk igen jelentős eltéréseket.

A komparálási hiba a markerjel előállításakor jelentkezik. Az analóg méréstechnika szabályai szerint ez a hibakomponens egyenesen arányos a komparálási színtbizonytalansággal és fordítottan arányos a jel komparálási környezetében vett meredekségével, illetve a jel/zaj viszonyal. A mai modern integrált áramkörök használata mellett legfeljebb az igen magas mintavételi frekvenciák alkalmazása esetén hozhatna be τ_m nagyságu késést.

A méréstechnikai bizonytalanságot együttesen vizsgálva feltehető, hogy a legszámottevőbb hibát a mintavételezési hiba okozza. Ez a mérési hiba két módon csökkenthető:

- A mintavételezési frekvencia növelésével (τ_m csökkentése). Ennek határt szab a technikai apparátus is, de τ_m meghatározott op-



11. ábra

timális érték alá csökkentése azért sem célszerű, mert nagy mintavételi frekvencia esetén csökken a digitalizált jel jel/zaj viszonya (az A/D átalakító integrálási ideje csökken) és növekszik az adatmennyiség, ami a feldolgozás idejét növeli.

- A jelek statisztikai átlagolásával. Normál eloszlású hibakomponenseket feltételezve a mérési hiba az átlagolt jelek számának növelésével csökken.

A fentiek alapján egyszerűen belátható, hogy a méréstechnikai eredetű bizonytalanság a jelek számát növelve, átlagolással csökkenthető. Sajnos nem ilyen egyszerű a helyzet, ha a biológiai eredetű változások hatását is figyelembe vesszük. Nyilvánvaló, hogy a motoros egység működése időben változó folyamat. Mivel az átlagoláshoz szükséges kellőszámu jel csak hosszabb működés után áll elő, a jelek számát növelve a működési idő is növekedni fog, és ilyen módon növekszik a biológiai eredetű változások lehetősége is.

Az egyes hibafüggvényeket a mérési idő függvényében a következő alakban írhatjuk fel:

$$h_m = \frac{c}{\sqrt{N}}$$

/1/

ahol C egy állandó és N az átlagolt jelek száma. Ha a jelek egymást t_j idővel követik, akkor a biológiai eredetű változás legegyszerűbben (lineáris közelítésben) a következő alakban írható fel:

$$h_b = a + b \cdot N \cdot t_j \quad /2/$$

ahol $N \cdot t_j$ a teljes mérési idő. Az optimális mintaszám (N) ott van, ahol a két hibakomponens eredője minimális. Ez a pont a két hibagörbe metszéspontja. Az optimumot meghatározó összefüggés:

$$\frac{C}{N} = a + b \cdot N \cdot t_j \quad /1/-/2/-b\ddot{o}l \text{ kifejezve, majd rendezve.}$$

$$a \sqrt{N} + b \sqrt{N}^3 t_j = C \quad /3/$$

bevezetve a $N = n$ helyettesítést

$$bn^3 t_j + an - C = 0 \quad /4/$$

harmadfoku egyenletet kapunk. Az egyenletben szereplő a , b és C együtthatók a változás sebességére jellemző állandók, és ismeretükben az egyenlet n_0 megoldása és az $N_{opt} = n_0^2$ optimális mintaszám meghatározható.

Az egyes hibakomponensek viselkedését (kvalitatively) a 11. ábra szemlélteti.

Átlagoló eljárásaink továbbfejlesztéséhez további vizsgálatainkban kísérletet teszünk az ismertetett hibakomponensek tapasztalati meghatározására.

(Az irodalomjegyzék Illyés, S.: "Az elektromyogramm számítógépes értékelése" című előadásnál található meg.)